

**UNESP**  
**FACULDADE DE ENGENHARIA DO CAMPUS DE GUARATINGUETÁ**

**GUARATINGUETÁ**  
**2012**

**UNESP**

**FACULDADE DE ENGENHARIA DO CAMPUS DE GUARATINGUETÁ**

**AVALIAÇÃO DA FORÇA APLICADA À ARTICULAÇÃO DO OMBRO EM  
CADEIRANTES DURANTE A MANOBRA DE TRANSFERÊNCIA**

**GUARATINGUETÁ – SP**

**2012**

**REGINA CELIA ARAGÃO DA SILVA**

**AVALIAÇÃO DA FORÇA APLICADA À ARTICULAÇÃO DO OMBRO EM  
CADEIRANTES DURANTE A MANOBRA DE TRANSFERÊNCIA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica, área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

Guaratinguetá – SP

2012

*REGINA CÉLIA ARAGÃO DA SILVA*

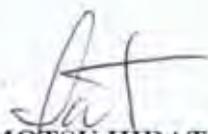
ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE  
“MESTRE EM CIÊNCIAS”

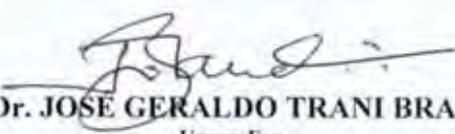
PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA  
ÁREA: PROJETOS

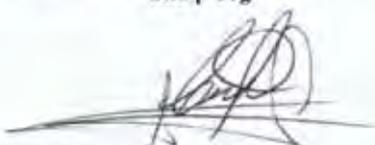
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

  
Prof. Dr. José Antonio Perrella Balestieri  
Coordenador

*BANCA EXAMINADORA:*

  
Prof. Dr. TAMOTSU HIRATA  
Orientador / Unesp-Feg

  
Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO  
Unesp-Feg

  
Prof. Dr. CESAR FERREIRA AMORIM  
UNICID/SP

*Agosto de 2012*

Silva, Regina Célia Aragão da

S586a      Avaliação da força aplicada à articulação do ombro em  
cadeirantes durante a manobra de transparência / Regina Célia  
Aragão da Silva – Guaratinguetá : [s.n.], 2012

58 f. : il.

Bibliografia: f. 51-54

Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista,  
Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2012

Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

1. Biomecânica 2. Cadeiras de roda I. Título

CDU 612.766

Este trabalho é dedicado com todo meu amor:

Ao Meu Filho, que de uma maneira tão especial tenta compreender minhas ausências.

Ao meu Orientador Tamotsu Hirata, por toda dedicação e paciência.

## **AGRADECIMENTOS**

Praticamente é impossível concluir um estudo dessa natureza sem os anjos que Deus nos envia. Mesmo não tendo como agradecer plenamente, meus agradecimentos:

Minha família, minhas irmãs Rita de Cássia Aragão da Silva Andrade e Rossana Aragão da Silva e meu cunhado Jairo Andrade Junior por toda a ajuda e força;

Aos meus queridos voluntários;

Ao meu Orientador Tamotsu Hirata;

Aos professores e funcionários do Departamento de Engenharia Mecânica da UNESP – Guaratinguetá: Lucia Helena de Paula Coelho, Rosiléa Ribeiro de Matos Dias Batista, Walter Luiz Tupinambá, Urbano Gonçalves de Oliveira e, em especial, ao técnico de eletrônica Mario Augusto Oliveira.

**SILVA, R.C.A. Avaliação da força aplicada à articulação do ombro em cadeirantes durante a manobra de transferência**, 2012, 58f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2012.

## **RESUMO**

O presente trabalho faz uso da instrumentação aplicada à biodinâmica do movimento humano para avaliar a força aplicada ao complexo articular do ombro de cadeirantes, durante a manobra de transferência, para conhecer o comportamento dinâmico dos músculos durante a transferência e, conseqüentemente, identificar a fase mais crítica da manobra. Para tanto, o estudo mensurou a atividade mioelétrica dos músculos Deltóide anterior, Tríceps Braquial, Peitoral Maior e Trapézio, envolvidos direta ou indiretamente com a manobra de transferência e a força de reação do solo. A amostra foi constituída de 4 voluntários, de ambos os sexos, com idade entre 40 e 42 anos, e com mais de 10 anos de experiência em cadeiras de rodas. Para tal, foi projetada e construída uma Plataforma de Força a fim de estimar-se o padrão de ativação muscular durante a realização da manobra. Analisamos os sinais elétricos proporcionais à força aplicada sobre a plataforma e, utilizando os dados cinemáticos e cinéticos, pudemos observar e concluir que durante a fase do pivô da transferência ocorreu a maior instabilidade na geração de força, pois através da EMG foram observados níveis diferentes de ativação muscular para as três fases da manobra, embora uma maior ativação dos músculos avaliados durante a fase de pivô. Entretanto, há uma necessidade de elaborar estratégias para minimizar os efeitos da sobrecarga e do estresse na articulação em questão e diminuir os riscos de lesões, através de exercícios de fortalecimento, alongamento e mudança no comportamento padrão do movimento da transferência.

**PALAVRAS-CHAVE:** Plataforma de Força. Cadeirantes. Transferência. EMG

SILVA, R.C.A. **Evaluation of the force applied to the shoulder joint in wheelchair during the transfer maneuver**, 2012, 58f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2012.

## **ABSTRACT**

This work makes use of the instrumentation applied to biodynamic of human movement from mechanical engineering to evaluate the force applied to the shoulder joint complex wheelchair during the transfer maneuver to identify the most critical phase of the maneuver. Therefore this study aimed to measure the myoelectric activity of the muscles Deltoid previous Brachial Triceps, Pectoralis Major and Trapeze, directly or indirectly involved with the operation of transfer and ground reaction force. The sample consisted of four volunteers of both sexes, aged between 40 and 42 years, and with over 10 years experience in wheelchairs. To this was designed and built a force platform, so we can estimate the muscle activation pattern during the maneuver and analyze the electrical signals proportional to the applied force on the platform, these analyzes were guided through the cinematic where we can obtain the full description movement. So through the kinematic and kinetic data, we can observe and conclude that during the pivot phase, of the transfer occurred to greater instability in the generation of force and through EMG observed the different levels of muscle activation for the three phases of the maneuver, although there is a higher activation muscles evaluated during the pivot phase. However, there is a need to develop strategies to minimize the effects of overload and stress in the joint in question and reduce the risk of injury through strengthening exercises, stretching and changing the default behavior of the movement of the transfer.

**KEYWORDS:** Platform Force. Wheelchair , Transfer

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	- Movimento de Transferência.....	18
FIGURA 2	- Nervos espinais e sistema motor .....	20
FIGURA 3	- Representação (esquemática das relações entre a medula espinal, os nervos espinais e a coluna vertebral).....	21
FIGURA 4	- Orientação para o diagnóstico topográfico da lesão. <a href="http://www.sarah.br">www.sarah.br</a> - Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação .....	22
FIGURA 5	- Complexo Articular do Ombro - KAPANDJ, 2011 .....	24
FIGURA 6	- Abdução - KAPANDJ, 2011 .....	25
FIGURA 7	- Ritmo glenoumeral (Anatomia funcional regional, pag.231) .....	26
FIGURA 8	- Cabeça do Úmero - KAPANDJ, 2011.....	27
FIGURA 9	- Cavidade Glenoidal da Escápula - KAPANDJ, 2011. ....	27
FIGURA 10	- Vista posterior dos três músculos coaptadores longitudinais - KAPANDJ , 2011 .....	28
FIGURA 11	- Vista anterior dos músculos coaptadores longitudinais. KAPANDJ, 2011 .....	29
FIGURA 12	- Vista posterior da articulação glenoumeral - KAPANDJ, 2011 .	29
FIGURA 13	- Dimensões da célula de carga com cargas verticais.....	31
FIGURA 14	- Ilustração da plataforma de mão.....	32
FIGURA 15	- Laboratório de Biomecânica.....	33
FIGURA 16	- Condicionador de sinais modelo Spider 8 (HBM, Darmstadt, Alemanha) .....	34
FIGURA 17	- Imagem da Calibração com carga aplicada na horizontal .....	34
FIGURA 18	- Média Ascendente com a Força Vertical .....	35
FIGURA 19	- Média Ascendente com a Força Vertical/Horizontal .....	35
FIGURA 20	- Média Descendente com a Força Vertical.....	36
FIGURA 21	- Média Descendente com a Força Vertical/Horizontal .....	36
FIGURA 22	- Colocação de Eletrodos .....	38
FIGURA 23	- Perry ET AL (1996).....	39

FIGURA 24	- Plataforma Grande.....	41
FIGURA 25	- Plataforma de Mão .....	43
FIGURA 26	- Músculo deltoide .....	47
FIGURA 27	- Músculo trapézio .....	47
FIGURA 28	- Músculo Peitoral maior .....	48
FIGURA 29	- Músculo Tríceps Braquial .....	48

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1	- Perfil antropométrico dos voluntários.....	37
TABELA 2	- Tabela de EMG não normalizado .....	45
TABELA 3	- Tabela de EMG normalizado com o CVM .....	46

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

CVM	-	Contração Voluntária Máxima
DA	-	Deltóide Anterior
Dp	-	Desvio padrão
EMG	-	Eletromiografia de Superfície
FEG	-	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
LM	-	Lesão Medular
PM	-	Peitoral Maior
RMS	-	Raiz Quadrática Média
SNC	-	Sistema Nervoso Central
T	-	Trapézio
TB	-	Tríceps Braquial
UNESP	-	Universidade Estadual Paulista

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	15
1.1	JUSTIFICATIVA .....	15
1.2	OBJETIVO GERAL.....	16
1.2.1	OBJETIVO ESPECÍFICO.....	16
1.3	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO .....	17
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	18
2.1	MANOBRA DE TRANSFERÊNCIA DE CADEIRANTES .....	18
2.1.1	Lesões Medulares .....	19
2.2	BIOMECÂNICAS DO OMBRO .....	23
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA</b> .....	31
3.1	PLATAFORMAS DE FORÇA .....	31
3.1.1	Construção da Plataforma de Força de Mão.....	31
3.1.2	Equipamentos usados para análise .....	32
3.1.3	Calibração da Plataforma de Força da mão.....	33
3.2	DADOS CINEMÁTICOS .....	36
3.3	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL .....	37
3.3.1	Seleção da Amostra .....	37
3.3.2	Preparação da pele e colocação dos eletrodos de superfície .....	38
3.3.3	Realização dos testes .....	38
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	40
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	50
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	51

# 1 INTRODUÇÃO

Uma lesão medular é considerada uma das formas mais graves e severas dentro das síndromes incapacitantes, devido seu alto grau de complexidade, pois, dependendo do local e do grau em que houve a lesão medular, maior ou menor será a massa muscular disponível para a aptidão física e para a independência funcional. Sabe-se que a medula espinhal não é somente um condutor de sinais sensoriais para o cérebro ou sinais motores do cérebro para todo o corpo. Segundo Guyton (1993), existem circuitos neuronais especiais localizados na medula que fornecem quase todo o controle direto aos músculos. Sem esses circuitos, nem o mais complexo dos sistemas de controle motor do cérebro pode causar qualquer movimento muscular intencional. O cérebro é quem manda o comando para ativar esses circuitos responsáveis, tanto para os movimentos, como para outras funções: respiratórias, circulatórias, sexuais e reflexos sacrais.

Portadores de lesões medulares necessitam e utilizam excessivamente os membros superiores, especialmente os ombros, na locomoção de um assento para outro, como, por exemplo: para o carro, para a cama, enfim, para as atividades da vida diária, que necessitam ser realizadas com os braços. Isso resulta em sobrecarga e desequilíbrio muscular.

Pesquisas tem mostrado maior incidência de dor crônica em membros superior, principalmente no complexo articular do ombro, em portadores de lesão medular, interferindo e atuando diretamente na redução da qualidade de vida, na autonomia e independência, diminuindo a integração social dessa população (Tumer JA, 2001).

## 1.1 JUSTIFICATIVA

Segundo os dados do Censo de 2000 (IBGE, 2000), são 24,5 milhões de brasileiros que possuem algum tipo de deficiência, ou seja, 14,5% da população. Segundo Néri (2003), 0,44% se refere a pessoas com tetraplegia, paraplegia ou

hemiplegia e, se somados aos 2,3% que se declaram incapazes de caminhar, totalizam mais de 650 mil pessoas que necessitam de cadeiras de rodas ou tecnologia de apoio.

Contraditoriamente, essa tecnologia de apoio fornece ao usuário uma independência aliada a uma autonomia que pode ser lesiva ao cadeirante. Segundo Van Drongele ET AL (2005), o complexo articular do ombro do cadeirante é uma das principais estruturas corporais com maior potencial lesivo, devido à grande e contínua utilização desses membros durante a propulsão da cadeira de rodas, a transferência da cadeira de rodas para diversos assentos e durante as tarefas da vida diária.

Este estudo se justifica pelo fato de sugerir modificações nos padrões de movimento. Para tanto, treinamentos específicos de força, resistência e alongamentos são necessários. Essas modificações e treinamentos tendem a minimizar os efeitos da sobrecarga e do estresse na articulação em questão e, assim, diminuir as chances de lesão.

## 1.2 OBJETIVO GERAL

Avaliação da força aplicada ao complexo articular do ombro de portadores de lesão medulares com a finalidade de identificar a fase mais crítica da manobra e conhecer o padrão de movimento da transferência de cadeirante e portanto, contribuir de forma preventiva e acompanhar a postura e a modificação do padrão de movimento.

### 1.2.1 OBJETIVO ESPECÍFICO

Construir junto ao Laboratório de Biomecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da UNESP (Campus Guaratinguetá) uma plataforma de força de mão, composta de células de carga para captar a descarga do apoio do peso corporal durante a transferência.

### 1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

No Capítulo 1, a Introdução apresenta a importância da demanda e a preservação do complexo articular do ombro para os cadeirantes, a justificativa e os objetivos. É indicada, ainda, a importância de estudos para contribuir na prevenção e na modificação do padrão de movimento.

No Capítulo 2, é realizada a revisão bibliográfica, destacando-se estudos sobre a transferência de cadeirantes, anatomia da medula espinhal humana e a biomecânica do complexo articular do ombro.

No Capítulo 3, expõe-se a metodologia do trabalho, as etapas da construção das plataformas de força, os cálculos, os equipamentos usados para análise, calibração, a realização do procedimento experimental, a seleção da amostra e a análise dos dados.

No capítulo 4, são apresentadas as interpretações dos dados coletados, os resultados e discussões.

No capítulo 5, a conclusão do trabalho é disposta.

O trabalho é finalizado com a apresentação das referências bibliográficas, apêndices e glossário.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 MANOBRA DE TRANSFERÊNCIA DE CADEIRANTES

A transferência independente, sem ajuda de outra pessoa, mais comumente realizada por indivíduos com Lesão Medular (LM), é a de Pivô, a qual requer o levantamento do próprio peso através dos braços. Sua realização é feita para mudar de assento da cadeira de rodas para o carro, para cama, para cadeira de banho, enfim, para qualquer outro assento. A transferência envolve aproximar e levantar as nádegas em direção à superfície inicial, colocando os pés em uma posição estável no chão, deixando uma mão sobre a superfície inicial (à direita) ao colocar a outra mão sobre a superfície do alvo (à esquerda). Então, os braços são utilizados para elevar o corpo e girar o corpo sobre os pés. Alguns indivíduos balançam o tronco em direção ao alvo e outros utilizam inclinar o tronco para frente, geralmente depende do nível de lesão medular. A Figura 1 mostra as três fases da transferência de cadeirante: a) fase de pré-pivô, b) fase de pivô e c) fase de pós-pivô.

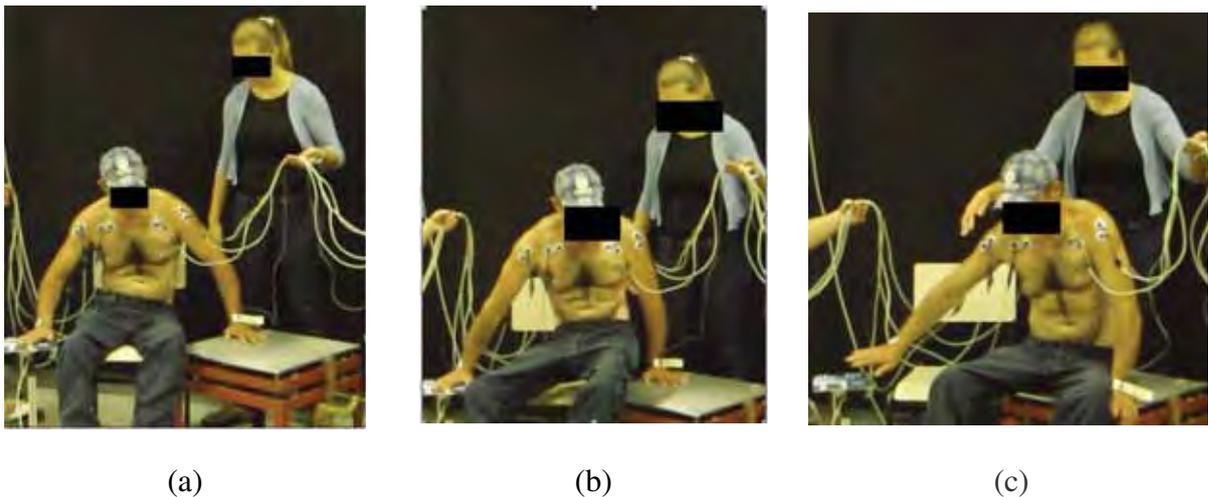


Figura 1 - Movimento de transferência.

### 2.1.1 Lesões Medulares

As lesões medulares podem ocorrer basicamente por duas causas: traumática ou doenças (causas não traumática). As lesões por traumas estão associadas a acidentes automobilísticos ou motociclísticos, mergulhos, agressões com arma de fogo ou quedas. Já as lesões não traumáticas podem ser causadas por infecções através de vírus, hemorragias e tumores. As lesões das estruturas medulares interrompem a passagem de estímulos nervosos através da medula e essas lesões podem ser completas ou incompletas (Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação). A lesão é completa quando não existe movimento voluntário abaixo do nível da lesão e quando ocorre perda de todas as modalidades sensitivas: táteis, de dor, de pressão, para temperatura e localização de partes do corpo no espaço abaixo da lesão e podem ocorrer alteração do controle esfinteriano (urinário e fecal). Quando as lesões ocorrem no nível de cervicais altas é determinada tetraplegia (paralisia dos quatro membros). Nas lesões cervicais baixas, observa-se paralisia dos membros inferiores e das mãos, e nas torácicas, a paralisia é dos membros inferiores, como pode ser observado na Figura 2. Na tetraplegia, a insuficiência respiratória é bastante comum, devido ao comprometimento do nervo que comanda a contração do diafragma (nervo frênico).

A lesão é incompleta quando há algum movimento voluntário ou sensação abaixo do nível da lesão.

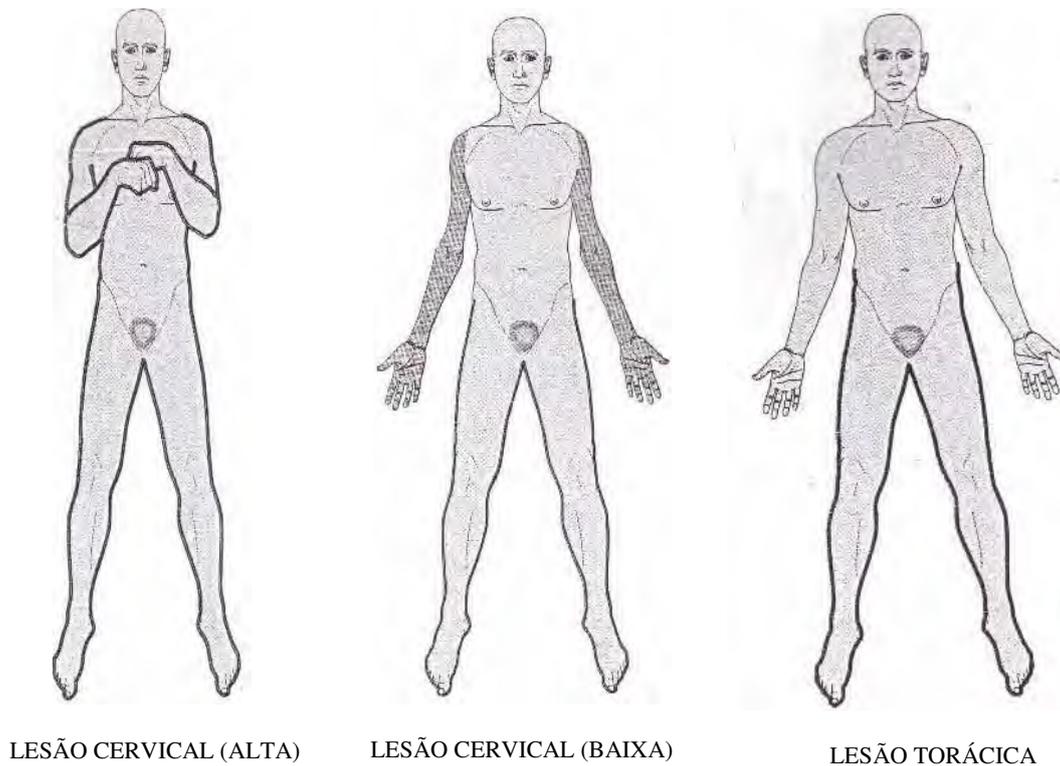


FIGURA 2 - Nervos espinais e sistema motor. (CROSSMAN, A. R., 2007).

Para observar e compreender as lesões medulares há necessidade de detalhar as características externas da medula espinhal. A medula espinhal ocupa o canal vertebral no interior da coluna vertebral, que lhe dá sustentação, proteção e lhe permite movimento e locomoção. Consiste, normalmente, em 33 vértebras ósseas: 7 cervicais, 12 torácicas, 5 lombares, 5 sacrais e 4 ou 5 coccígeas, e apresenta 5 curvaturas na postura ereta: 2 cervicais, 1 torácica, 1 lombar e 1 sacral.

A medula espinhal da inervação sensitiva, motora e autônoma para o tronco e os membros, e possui duas intumescências: a cervical (C3-T1), associada à inervação dos membros superiores e a lombossacral (L1-S3), que inerva os membros inferiores e terminando a nível vertebral L1-L2, no adulto, Figura 3.

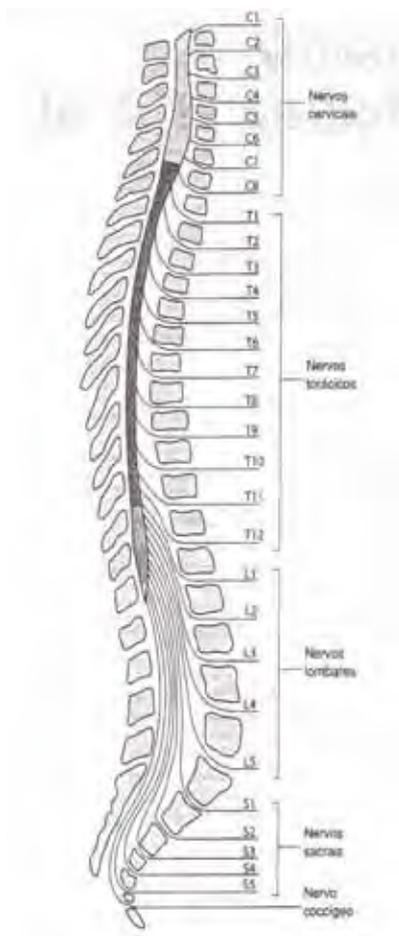


FIGURA 3 - Representação esquemática das relações entre a medula espinhal, os nervos espinais e a coluna vertebral. CROSSMAN, A. R., 2007.

A medula é organizada em segmentos ao longo de sua extensão e as raízes nervosas de cada segmento inervam regiões específicas do corpo. Os segmentos da medula cervical são 8 (C1 a C8) e controlam a sensibilidade e o movimento da região cervical e dos membros superiores. Os segmentos torácicos são 12 (T1 a T12) e estão relacionados com a sensibilidade e com o movimento dos membros inferiores, já os segmentos lombares são 5 (L1 a L5) e controlam parte dos membros inferiores, funcionamento da bexiga e intestino e sensibilidade da região genital.

O nível sensitivo, ou seja, o local até onde se encontra alteração da sensibilidade, também orienta o diagnóstico topográfico da lesão medular. Por exemplo, o segmento torácico T10 corresponde à cicatriz umbilical e, por consequência, a indicação da lesão medular, conforme Figura 4.

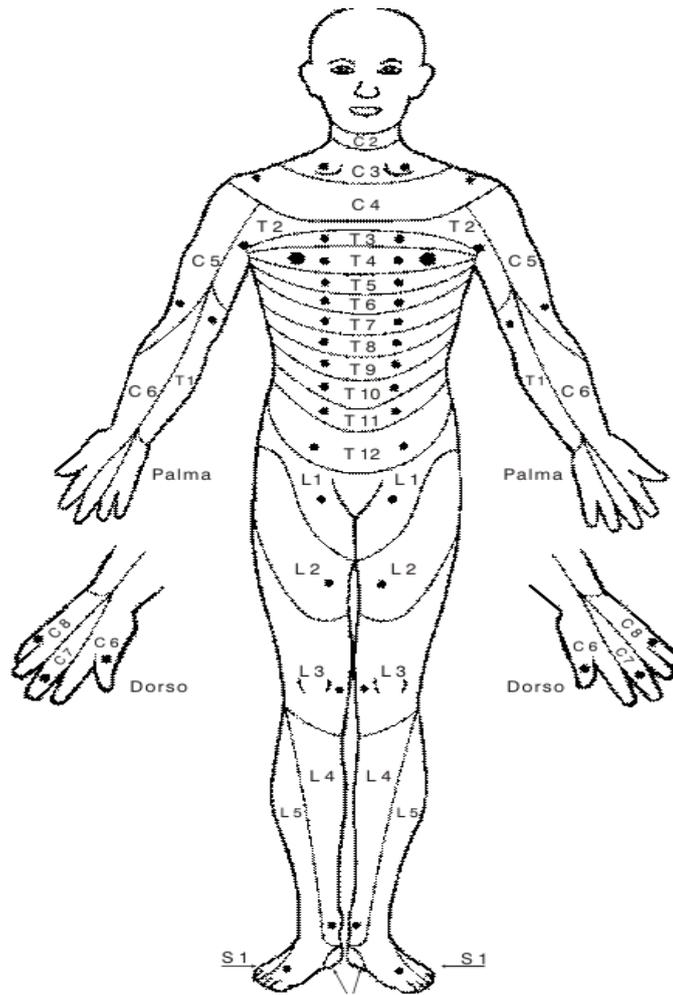


FIGURA 4 - Orientação para o diagnóstico topográfico da lesão. (www - Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação).

Para finalizar, a medula espinhal é constituída por células nervosas (neurônios) e por longas fibras nervosas chamadas axônios, que são prolongamentos dos neurônios e formam as vias espinhais. As descendentes conduzem sinais gerados no cérebro relacionados com os movimentos e o controlo visceral (sistema nervoso autônomo), e as vias espinhais ascendentes conduzem sinais relacionados, com a sensibilidade, que são gerados na periferia e levados para o cérebro.

## 2.2 BIOMECÂNICAS DO OMBRO

Vários estudos têm relatado que indivíduos com lesão medular apresentam dores nos membros superiores, devido à alta dependência para realizar atividades da vida diária, tais como a propulsão da cadeira de rodas, alívio da pressão e transferência (Davidoff ET AL., 1991).

Dalyan ET AL. (1999) também relatou em seu estudo com 130 indivíduos com um ano após ter sofrido LM que 58,5% relataram dor na extremidade superior, sendo que 71% tinham dor no ombro e que essa dor interfere em 65% na transferência.

O complexo articular do ombro é uma articulação proximal do membro superior e é o mais móvel de todas as articulações do corpo humano. Porém, esta articulação é instável, pois apresenta três graus de liberdade, permitindo que o membro superior seja orientado em relação aos três planos do espaço, que são: plano sagital: flexão ( $180^\circ$ ) e extensão ( $45^\circ$ - $50^\circ$ ), plano frontal: abdução ( $180^\circ$ ), com a rotação automática do membro superior e a abdução ( $30^\circ$ - $45^\circ$ ), associada à flexão ou extensão, e o plano transversal: flexão horizontal ( $140^\circ$ ), extensão horizontal ( $30^\circ$ - $40^\circ$ ), rotação voluntária lateral ( $80^\circ$ ) e a rotação voluntária medial ( $100^\circ$ - $110^\circ$ ). É na combinação dos movimentos dos três planos que ocorre a circundução.

A grande amplitude ( $180^\circ$  na flexão e na abdução) torna a articulação mais instável e essa alta instabilidade torna o ombro propenso a subluxações e luxações.

O ombro é formado por cinco articulações, que funcionam simultaneamente em diferentes proporções entre si, formando o complexo articular. Seguindo a divisão de KAPANDJI (2011), têm-se cinco articulações em dois grupos, sendo que no primeiro grupo estão duas articulações: glenoumeral, (1), a mais importante deste grupo, e a articulação subdeltóidea (2) ou segunda articulação do ombro. Todo movimento na articulação glenoumeral causa um movimento na articulação subdeltóidea. Essa articulação não é uma articulação no sentido anatômico e sim no sentido fisiológico, pois não apresenta uma relação entre dois ossos e sim entre osso e partes moles, duas superfícies deslizantes uma em relação à outra. Já no segundo grupo, estão três articulações: a escápulo-torácica (3), que também é uma articulação no sentido fisiológico e não anatômico, sendo a mais importante, mas só atuando com as duas,

glenoumeral e subdeltóidea, que são mecanicamente relacionadas, pois funcionam obrigatoriamente ao mesmo tempo. As outras duas são articulações verdadeiras, uma localizada na extremidade lateral da clavícula, a articulação acromioclavicular (4) e a outra localizada na extremidade medial da clavícula, articulação esternocostoclavicular (5), como mostrado na Figura 5.



FIGURA 5 - Complexo Articular do Ombro - KAPANDJ, 2011.

Para a transferência aqui avaliada, realizou-se uma abdução do braço de 0 a 30°, na qual o membro superior afasta-se do tronco no plano frontal. Do ponto de vista das ações musculares e do trabalho articular, a abdução passa por três estágios, a partir da posição de referência, conforme Figura 6.

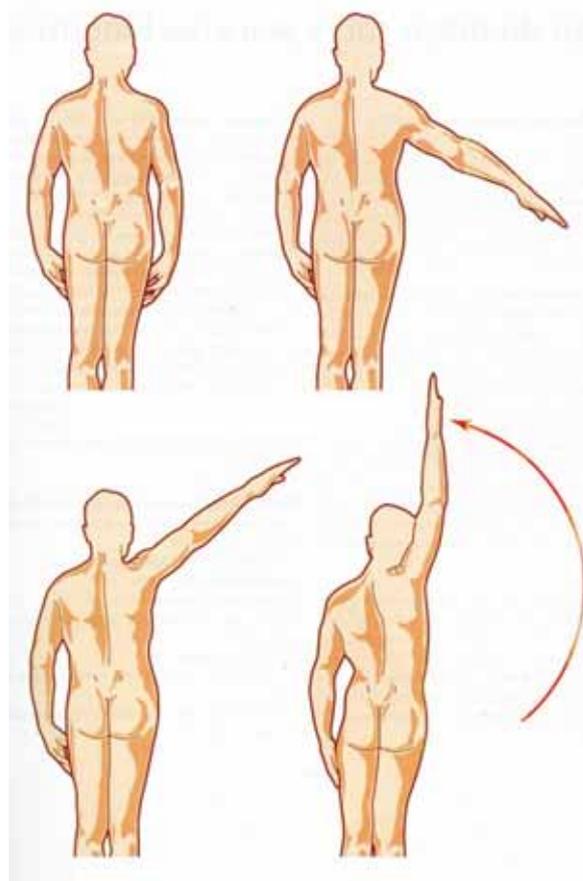


FIGURA 6 - Abdução - KAPANDJ, 2011.

Uma abdução de  $0^\circ$  a  $60^\circ$ , Figura 5, é efetuada apenas na articulação glenoumeral; a abdução de  $60^\circ$  a  $120^\circ$ , Figura 5, exige a participação da articulação escapulo-torácica; enquanto que no estágio da abdução de  $120^\circ$  a  $180^\circ$ , Figura 5, exige a articulação glenoumeral e a articulação escapulo-torácica com inclinação do tronco do lado oposto do braço abduzido, sendo esse o ritmo glenoumeral citado por Delamarche ET AL, como mostrado na Figura 7.

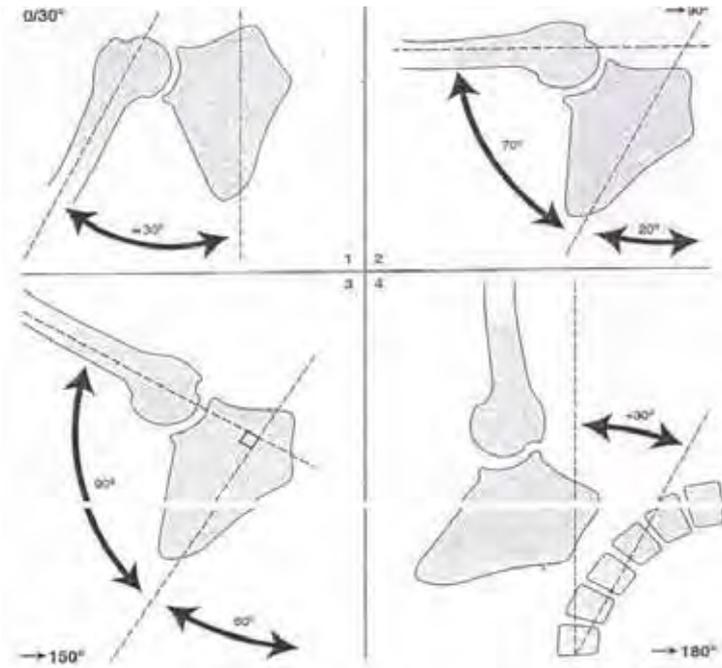


FIGURA 7 - Ritmo glenoumeral (Delamarche ET AL).

O presente estudo realiza a avaliação da transferência, que produz uma abdução de  $0^{\circ}$  a  $30^{\circ}$  efetuada, sobretudo na articulação glenoumeral, formada pela cabeça do úmero e a cavidade glenoidal da escápula. É uma articulação sinovial tipo esferóide, apresentando, portanto, três eixos e três graus de movimento, formada pela cabeça do úmero, orientada para cima, para dentro e para trás (Figura 8). Assemelha-se a um terço de esfera com 30 mm de raio, e muito irregular.

A cavidade glenoidal da escápula está situada no ângulo superolateral do corpo da escápula e está orientada para fora, para frente e discretamente para cima (Figura 9). Esta cavidade apresenta uma concavidade irregular nos dois sentidos (vertical e transversal), sendo sua superfície menor que a da cabeça do úmero. Para preencher a depressão anterior e para aumentar sua concavidade e assim restabelecer a congruência das superfícies articulares, existe uma fibrocartilagem anular denominada lábio glenoidal. (Figura 9 – letra B).

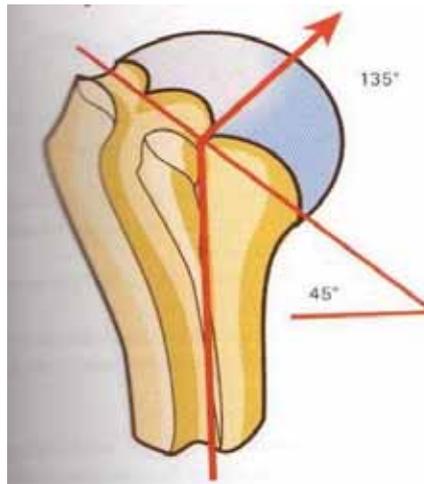


FIGURA 8 - Cabeça do Úmero - KAPANDJ, 2011.

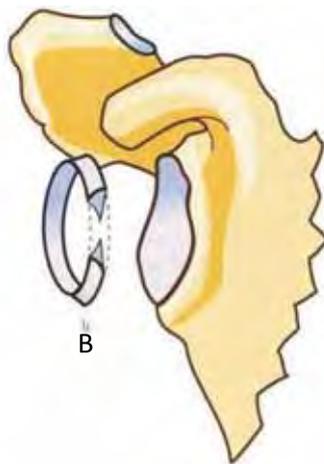


FIGURA 9 - Cavidade Glenoidal da Escápula - KAPANDJ, 2011.

Portanto, ao descrever a articulação do ombro como uma articulação esferóide, tem-se a impressão errônea de que a cabeça do úmero se encaixa na cavidade glenoidal. Entretanto, há várias imagens clássicas desta articulação para dar uma noção deste conjunto: uma bola de golfe pressionada contra uma moeda de R\$1,00; uma bola em um pires, etc. Então, a estabilidade dessa articulação ocorre pela tensão passiva produzida pelo tecido conectivo periarticular, cápsula fibrosa, e pelas forças ativas produzidas pelos músculos e não por encaixe ósseo.

Durante a abdução, a cabeça do úmero roda e desliza medialmente e inferiormente para permanecer centralizada. Vários músculos atravessam a articulação

glenoumeral e, por causa de suas inserções e linhas de tensão, alguns desses músculos contribuem para mais de uma ação do úmero.

Devido à grande mobilidade que o ombro exerce a coaptação do ombro não pode ser atribuída apenas aos ligamentos, sendo, então, a ação dos músculos coaptadores indispensável. Esses coaptadores são divididos em dois grupos: coaptadores transversais, que comprimem a cabeça do úmero na cavidade glenoidal da escápula, e os coaptadores longitudinais, que suportam o membro superior e se opõem à luxação para baixo quando carregamos objetos pesados com a mão. Esses músculos levam de volta a cabeça do úmero para frente da cavidade glenoidal. (KAPANDJ, 2011).

O músculo deltóide e tríceps braquial são um dos coaptadores longitudinais. Na vista posterior, o músculo deltóide 8 causa a subida da cabeça do úmero durante a abdução e o tríceps braquial 7 leva a cabeça do úmero para frente da cavidade glenoidal durante a extensão do cotovelo, Figura 10.

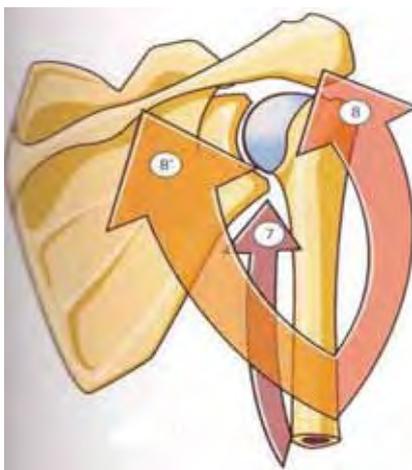


FIGURA 10 - Vista posterior dos três músculos coaptadores longitudinais - KAPANDJ , 2011.

Na vista anterior, Figura 11, os músculos coaptadores longitudinais são, além das duas porções do deltóide, o tendão da cabeça longa do bíceps braquial 5 e sua cabeça curta 5, ao lado o músculo coracobraquial 6, que leva a cabeça do úmero para cima durante a flexão do cotovelo e ombro, e o músculo peitoral maior 9, que potencializa a ação da parte clavicular de deltoide, mas, sobretudo, flexor e adutor do ombro (KAPANDJ, 2011).

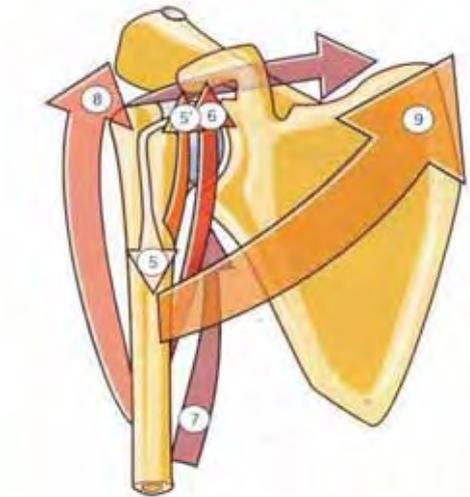


FIGURA 11 - Vista anterior dos músculos coaptadores longitudinais. KAPANDJ, 2011.

Em uma visão posterior da articulação glenoumeral, a Figura 11 mostra os quatro músculos da abdução: Deltoide 1 formando com o músculo supra-espinal 2 o conjunto funcional dos motores da abdução na articulação glenoumeral. Fazendo parte do conjunto funcional dos motores da abdução na articulação escapulo-torácica, o músculo serrátil anterior 3 e o músculo trapézio 4. (KAPANDJ, 2011).



FIGURA 12 - Vista posterior da articulação glenoumeral - KAPANDJ, 2011.

Entretanto, raramente um único músculo atua sem a ação conjunta de outros músculos para produzir uma gama de movimentos no complexo articular do ombro,

então a paralisia ou o enfraquecimento de um único músculo frequentemente desorganiza a sequência cinemática natural de todo ombro (Neumann, Donald A., 2006).

Gagnon ET AL. (2002) pesquisaram os músculos PM (Peitoral Maior), DA (Deltoide Anterior), T(Trapézio), TB (Tríceps Braquial) na transferência com indivíduos com LM baixa e alta através do EMG e Drongelena ET. Al. (2005) realizaram uma avaliação na força exercida no TB em cadeirantes com diferentes níveis de LM.

### 3 METODOLOGIA

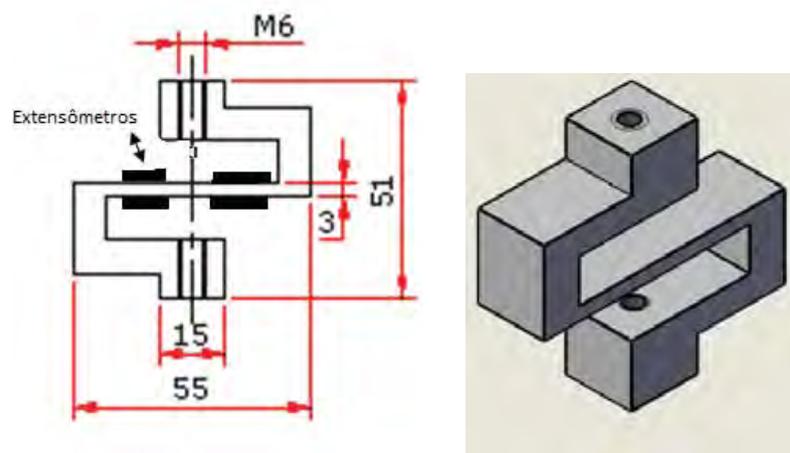
Para atingir os objetivos deste trabalho, foram realizadas as seguintes etapas: desenvolvimento e construção da plataforma de força; calibração dos transdutores da plataforma; coleta dos dados da transferência de cadeirantes.

#### 3.1 PLATAFORMAS DE FORÇA

No estudo de transferência de cadeirante, foram utilizadas duas plataformas de forças de tamanhos diferentes. A primeira plataforma de força, de tamanho maior, com dimensões de 50x50 cm, foi instalada para o apoio da mão esquerda e também para sustentação do peso corporal dos voluntários no final do movimento. Esta plataforma suporta o peso de 3.200N com precisão aproximadamente 0.08% (GUIMARÃES, 2012). Para o apoio da mão direita foi utilizada uma plataforma de tamanho menor, com dimensões de 10x10 cm.

##### 3.1.1 Construção da Plataforma de Força de Mão

A plataforma é constituída de uma Célula de carga do tipo “S” com carga de flexão, fixação com rosca M6 na plataforma menor, de aço 1045 laminado.



$t = 15\text{mm}$  (largura)

FIGURA 13 - Dimensões da célula de carga.

Os quatro extensômetros foram colados nas superfícies superior (2 extensômetros) e inferior (2 extensômetros) em uma célula de carga apresentada na Figura 13, na espessura de 3mm, formando uma ponte completa. Os extensômetros usados no processo de calibração foram da marca Kyowa, modelo KFG-3-120-C1-11, fator de ganho  $2,1 \pm 1,0\%$ , resistência elétrica de  $119,8 \pm 0,2\Omega$ .

A Figura 14 apresenta a montagem da plataforma da mão com a célula de carga. A célula de carga é apoiada por uma esfera de aço para que a força da mão seja transmitida somente na direção vertical. Para garantir o registro da força da mão na direção vertical, foi utilizado uma guia, da marca (Igus), na coluna de sustentação do perfil de alumínio, medindo 20x20 cm com comprimento de 45 cm.

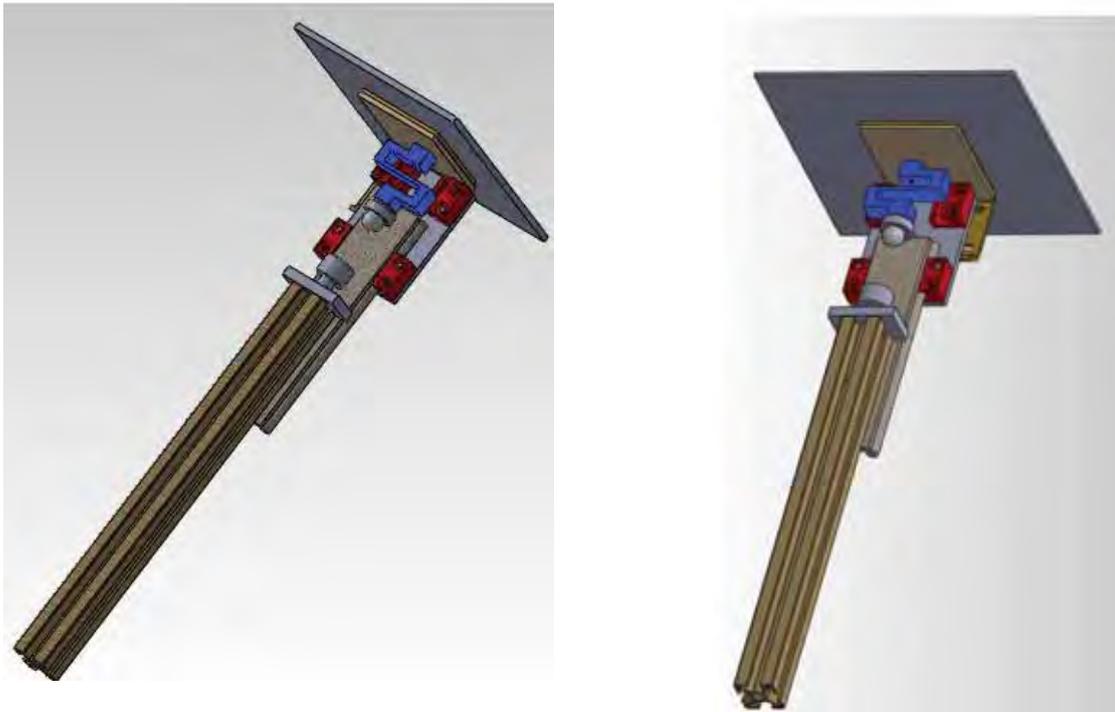


FIGURA 14 - Ilustração da Plataforma de força de mão.

### 3.1.2 Equipamentos usados para análise

Para a realização da análise do presente estudo, foram usados equipamentos do Laboratório de Biomecânica do Departamento de Mecânica da FEG.

Para as plataformas de força, utilizou-se o condicionador de sinais, modelo Spider 8 (HBM, Darmstadt, Alemanha). Os sinais deste equipamento foram ampliados e enviados para o microcomputador através do programa CATMAN Easy AP (versão 3.1, release 3, 1997-2000), no qual os dados foram coletados e armazenados.

Utilizou-se para aquisição do sinal eletromiográfico dois equipamentos da EMG System do Brasil, modelo 611c com 4 canais e outro equipamento com 8 canais, da mesma marca e modelo.

Para o sistema de captura de imagens, foram utilizadas 2 (duas) máquinas fotográficas idênticas do modelo SONY CYBER-SHOT com 12 Mega Pixels. Foram utilizados, também, 2 tripés a uma altura de 1,20m cada um e uma distância entre os dois de 2,40 m, estando os dois na mesma direção e distantes do local da coleta 3,40 m, conforme a figura da imagem da sala preparada para coleta dos dados, Figura 15.

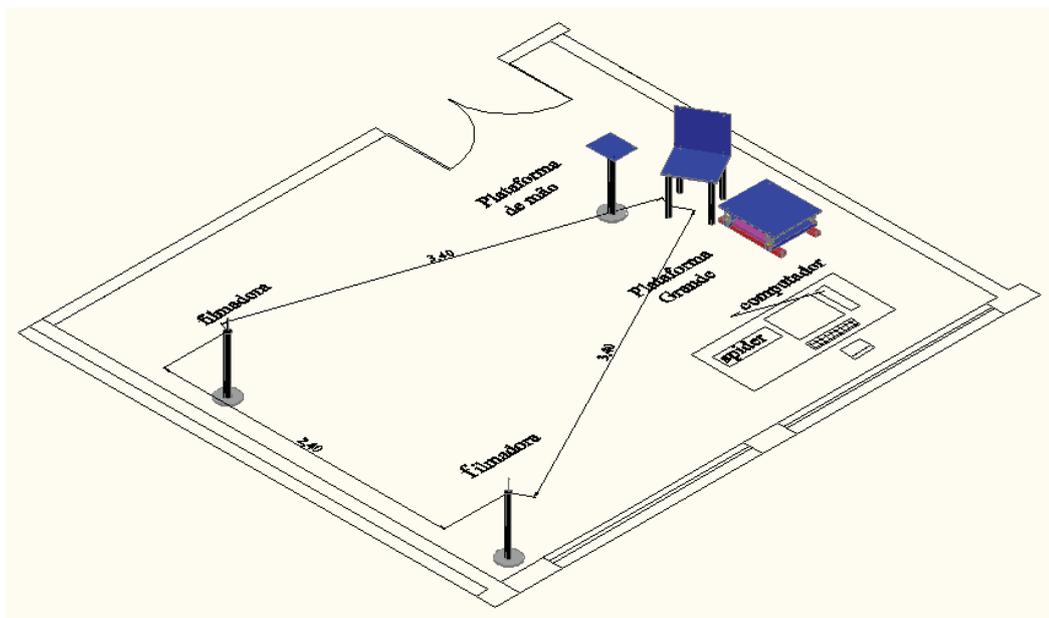


FIGURA 15 - Laboratório de Biomecânica

### 3.1.3 Calibração da Plataforma de Força da mão

No processo de calibração, foram aplicadas cargas conhecidas sobre a plataforma e medidas as tensões de saída da ponte de Wheatstone, através do condicionador de sinais, modelo Spider 8 (HBM, Darmstadt, Alemanha), conforme a Figura 16. Os

sinais deste equipamento foram amplificados e enviados para o microcomputador e, através de um software específico Catman (versão 3.1, release 3, 1997-2000), Figura 15, foram coletados e armazenados, com amplificação de 1.000 vezes e com a frequência de aquisição ajustada em 50 Hz. Embora o condicionador de sinais Spider 8 seja composto de 8 canais de medição, nesta pesquisa foi utilizado apenas 1 canal ativado ( canal 0).



FIGURA 16 - Condicionador de sinais modelo Spider 8 (HBM, Darmstadt, Alemanha)

O processo de calibração consistiu em aplicações de cargas nas direções vertical e vertical com horizontal, para verificar se haveria interferência de força na horizontal, sobre a plataforma, ao apoiar a mão, com as cargas previamente conhecidas em duas etapas, sendo ascendente de 0 N à 299,159 N e outra descendente 299,159 N à 0 N. Na direção horizontal as cargas foram fixas nos valor de 32,373N e 78,038N. Carga: 4 anilhas de 74,627 ; 74,676; 74,774 e 74,774 N, conforme a Figura 17. Cada carga foi colocada estaticamente em cima do suporte de carga montado na célula.



FIGURA 17 - Calibração da célula de carga com a carga aplicada na horizontal

Os valores de tensões correspondentes com a carga aplicada na célula foram anotados após a completa estabilização dos sinais. Conforme a colocação das cargas, foram detectadas variações de tensões elétricas (mV/V) produzidas pela deformação mecânica na espessura de 3,0 mm da célula de carga. A calibração com cargas ascendente e descendente foi realizada cinco vezes, respectivamente. A Média Aritmética para cada carga aplicada e o respectivo Desvio Padrão foram calculadas para as calibrações nas direções vertical e vertical com horizontal.

Os resultados de calibração são apresentados na forma gráfica, carga (N) Vs variações de tensões elétricas (mV/V), utilizando a planilha de Excel, Figuras 18 e 19, Médias Ascendente com Força na direção vertical e vertical com horizontal com carga de 32,373N, respectivamente. Figuras 20 e 21 Médias Descendente com Força na direção vertical e vertical com horizontal.

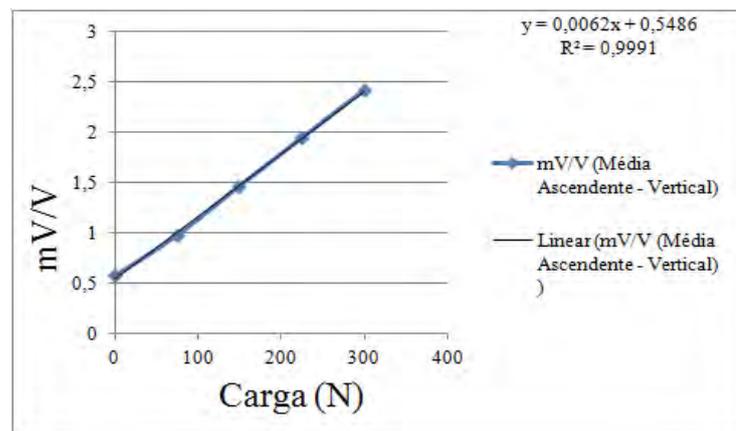


FIGURA 18 - Média Ascendente com a Força Vertical

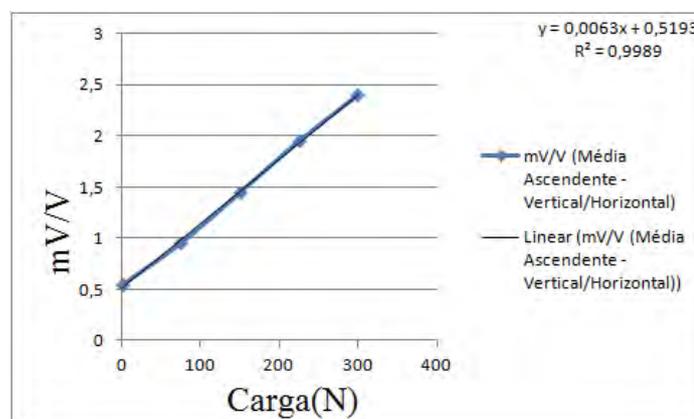


FIGURA 19 - Média Ascendente com a Força Vertical/Horizontal

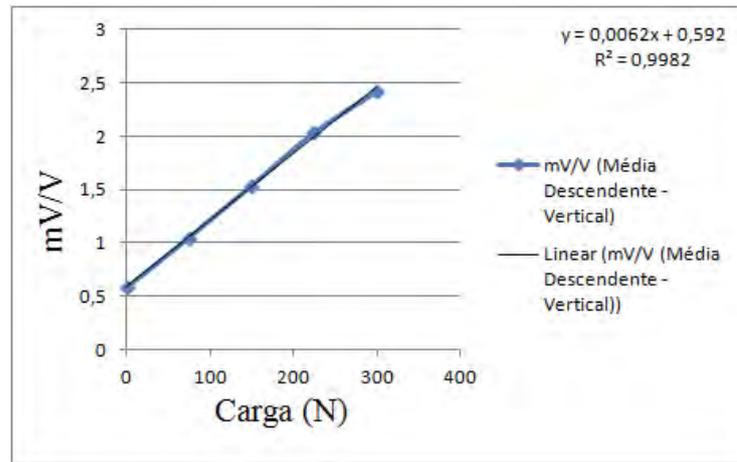


FIGURA 20 - Média Descendente com a Força Vertical.

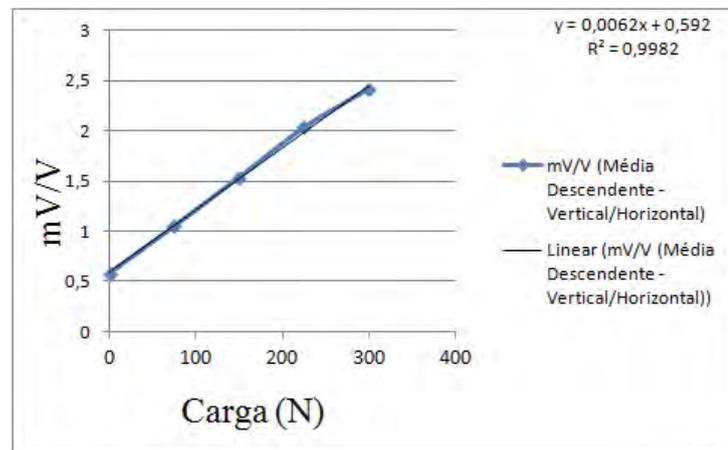


FIGURA 21 - Média Descendente com a Força Vertical/Horizontal

Os resultados de calibração da célula apresentaram linearidade aceitável com coeficiente de confiança  $R^2=0,9989$ , sensibilidade média de  $0,0618 \text{ mV/N}$ .

### 3.2 DADOS CINEMÁTICOS

Para o presente estudo, a captura das imagens se fez necessária apenas para orientações das análises dos dados das plataformas de força e EMG. Essas imagens foram utilizadas para dividir em fases a manobra de transferência.

### 3.3 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Antes da realização dos testes experimentais, o presente trabalho foi inicialmente submetido à avaliação pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FAPI - Faculdade de Pindamonhangaba – SP. Certificado pelo protocolo No. 149/2011 (Apêndice A), de acordo com a Resolução 196/96 do Ministério da Saúde e suas complementações, a qual versa sobre os princípios éticos em pesquisa envolvendo seres humanos.

#### 3.3.1 Seleção da Amostra

A pesquisa foi realizada com 4 adultos domiciliados nas cidades de Guaratinguetá e Lorena (SP), de ambos os sexos, na faixa etária, entre 40 e 42 anos. Todos eram portadores de LM, sendo dois voluntários com nível da lesão baixa, causada por vírus. Os outros dois voluntários têm o nível da lesão mais alta nas regiões das vértebras T6 e T11, causada por traumas. Todos usam cadeiras de rodas há mais de 10 anos e realizam a manobra de transferência de forma independente, ou seja, sem ajuda de outra pessoa. Todos os voluntários foram devidamente informados sobre o objetivo da pesquisa através do Termo de Consentimento (Apêndice B). Após as explicações e esclarecimento de dúvidas quanto à segurança da coleta, os voluntários assinaram o Termo de Consentimento, bem como a autorização do uso das imagens.

TABELA 1 - Perfil antropométrico dos voluntários

<b>GRUPO DE VOLUNTÁRIOS</b>	<b>IDADE</b>	<b>SEXO</b>	<b>PESO (N)</b>
Voluntário 1	43	Feminino	650
Voluntário 2	43	Masculino	900
Voluntário 3	43	Masculino	750
Voluntário 4	40	Masculino	780

### 3.3.2 Preparação da pele e colocação dos eletrodos de superfície

Para a preparação da pele e colocação dos eletrodos, os voluntários masculinos ficaram com o dorso nu e a voluntária feminina com uma blusa aderente ao corpo. Continuaram posicionados sobre suas próprias cadeiras para a realização da tricotomia dos pelos e para limpeza da pele que foi feita com álcool isopropil para reduzir a influência da impedância da pele no sinal mioelétrico. Os Eletrodos de Ag/AgCl foram posicionados no ventre muscular do peitoral maior (PM), deltóide anterior (DA) (Figura 21.a), tríceps braquial (TB) (Figura 21.b), e trapézio ( T) (Figura 21.c), de acordo com protocolo proposto por Cram ET AL. (1998).

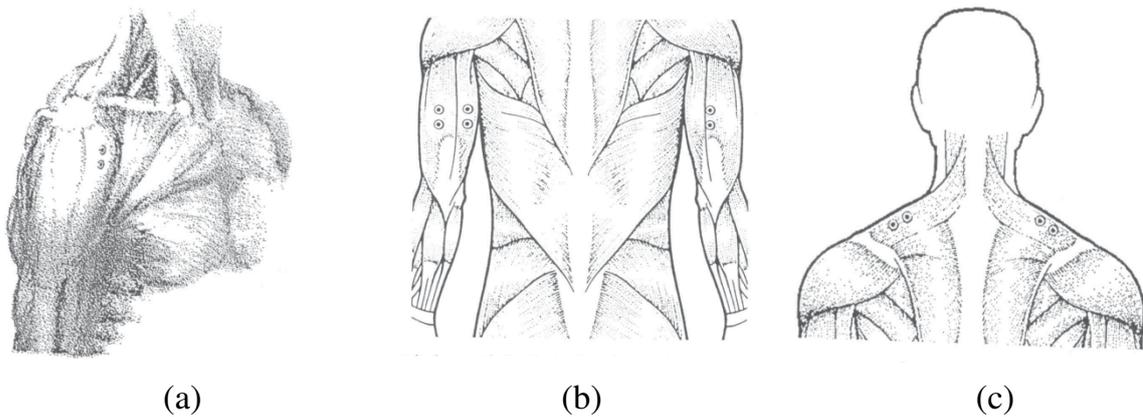


FIGURA 22 - Colocação dos eletrodos (Cram ET AL).

### 3.3.3 Realização dos testes

Os voluntários receberam instruções sobre todos os procedimentos da coleta e passaram por um processo de familiarização com os equipamentos. A manobra de transferência foi realizada segundo a descrição de Perry ET AL (1996), Figura 22, na qual os participantes permaneceram sentados com as mãos sobre a coxa em uma cadeira sem apoio para os membros superiores. Foram orientados a se transferirem para a outra plataforma de força aproximadamente a 45° em relação à cadeira. Embora houvesse essa orientação, a realização da tarefa motora foi executada a mais próxima

possível da realidade de cada voluntário. Eles realizaram a transferência uma vez para experimentar e, após essa familiarização, o mesmo procedimento foi repetido duas vezes para cada voluntário e, depois, cada voluntário realizou, uma vez, a contração voluntária máxima isométrica (CVMI), na mesma posição de sustentação do peso, que corresponde à fase de Pivô.

Conforme o protocolo deste trabalho, o tempo foi sincronizado com um sinalizador luminoso, que foi acionado após o acionamento simultâneo das máquinas fotográficas. Assim, após 4 segundos do acionamento do sinalizador luminoso, os voluntários iniciaram a manobra e, simultaneamente, houve o registro de sinais das plataformas e do EMG.

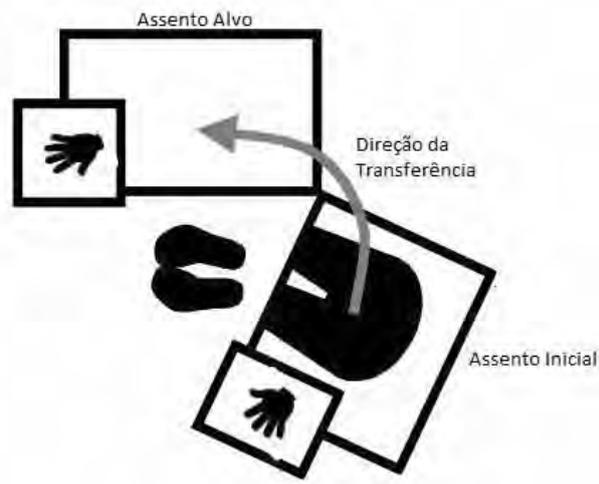


FIGURA 23 - Esquema da manobra de transferência de Pivô - Perry ET AL. (1996)

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

O presente estudo objetivou investigar a fase mais crítica da manobra e conhecer o padrão de movimento da transferência de cadeirantes, através da plataforma de força e da eletromiografia de quatro músculos envolvidos na abdução do braço, sendo o movimento acompanhado pelas câmeras. A conduta motora, transferência de cadeirante, foi realizada segundo o modelo estabelecido por Perry ET AL. (1996). Essa tarefa foi dividida em três fases: a primeira, denominada Pré-Pivô, que corresponde ao fato do indivíduo apoiar a mão na plataforma de mão e iniciar o movimento, deslocando o corpo, ou seja, a aceleração vertical. O Pivô, propriamente dito, é a segunda fase, correspondendo ao deslocamento do corpo até a outra plataforma, quando ocorre desaceleração vertical do tronco. A terceira fase, Pós-Pivô, compreende a desaceleração vertical do corpo até o ato de sentar-se na outra plataforma. Para a determinação das fases da transferência, realizou-se uma análise qualitativa do movimento.

O Tempo mostrado nos gráficos das Figuras 23, 24, 25 e 26 foi normalizado para uma comparação entre os voluntários e para apresentar o resultado da plataforma de força grande, por meio da qual foi possível observar o registro da força exercida pelo braço esquerdo, para a direção da transferência.

Na fase de pivô, momento em que os membros superiores elevam o corpo para cima e suportam o peso corporal, em abdução, houve o maior pico de força e também uma variação em relação às duas fases. Foi observado, também, que ocorreu uma semelhança no comportamento do pico de força e na instabilidade de geração de força entre os voluntários 1, 2 e 3. Certamente, isso ocorreu devido aos voluntários 1 e 2 apresentarem o mesmo nível de LM, lesão baixo. Já o voluntário 3, apesar de apresentar um nível de LM alto, teve o comportamento semelhante. O voluntário 4, com nível de LM alto, mostrou uma pequena diferença no comportamento, pois mostrou um pico de força no início da segunda fase e uma diminuição na mesma fase. Diferente, portanto, dos outros voluntários, que mostraram aumento constante da força na segunda fase e diminuição ocorrendo somente na fase seguinte, na terceira fase.

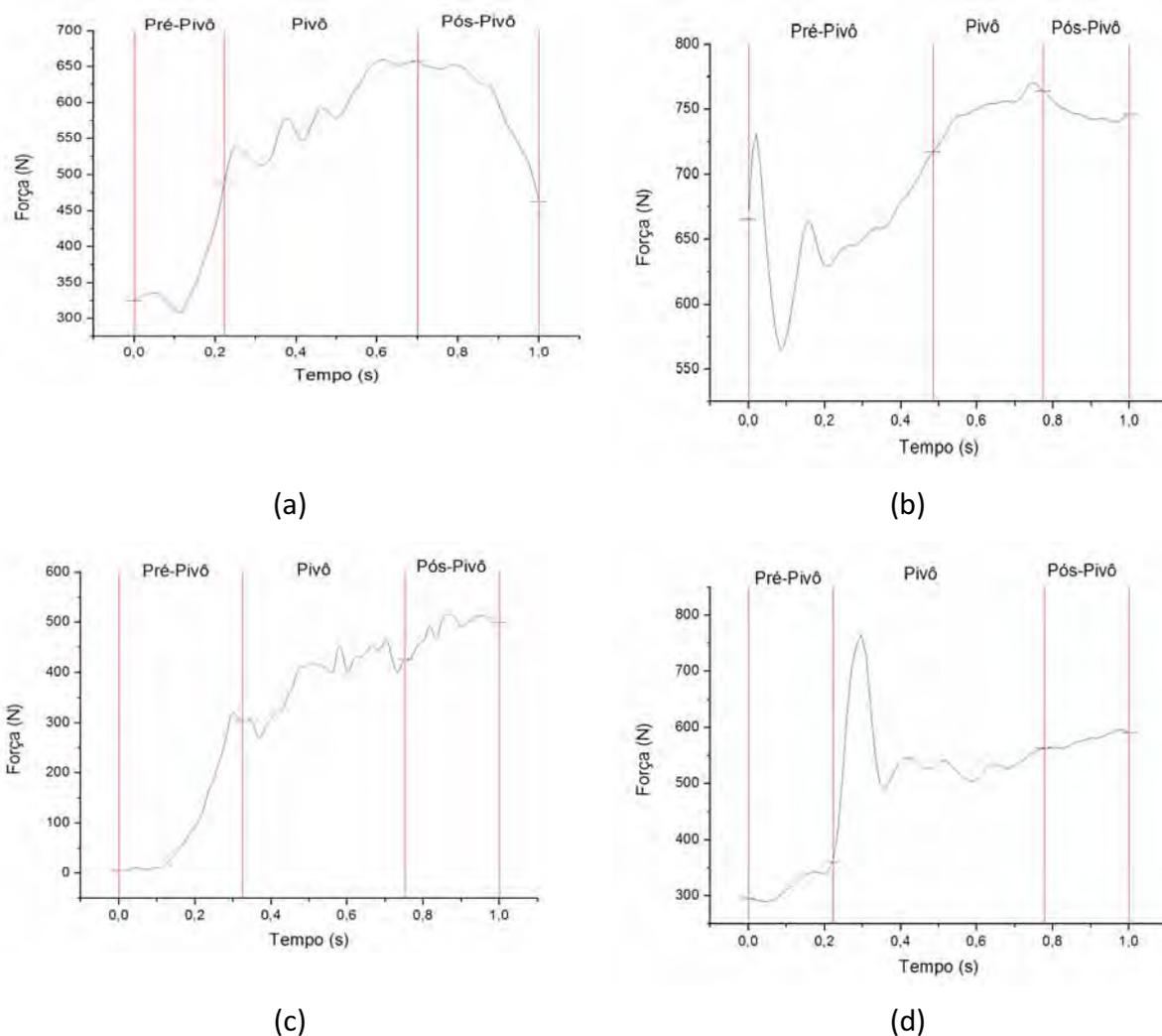


FIGURA 24 - Variação de forças na plataforma grande para: a) voluntário 1, b) voluntário 2, c) voluntário 3 e d) voluntário 4.

Na Figura 23 (a), mostra-se o gráfico do voluntário 1, do sexo feminino, que possui LM baixa. O comportamento da manobra de transferência apresenta na fase de Pós-Pivô uma força reduzida e há um aumento em direção à fase de Pivô, em que atinge o máximo de força gerada e reduz novamente a força na fase de Pós-Pivô. Além disso, também para este voluntário a fase de pivô é a maior fase em relação ao tempo gasto em toda manobra, (aproximadamente 0.5 segundos).

Na Figura 23 (b), o gráfico do voluntário 2, que também possui LM baixa, e é do sexo masculino, apresenta o comportamento da manobra bastante semelhante ao voluntário 1, com a maior geração de força na segunda fase da manobra, ou seja, no

Pivô, com o tempo aproximado de 0.3 segundos para essa fase. O tempo maior foi a fase de Pós-Pivô.

Na Figura 23 (c), o gráfico do voluntário 3, do sexo masculino com LM alta, o comportamento motor da manobra necessitou gerar mais força na fase de Pivô, com maior instabilidade na geração desta força. Este voluntário gastou mais tempo para realização da mesma fase (aproximadamente 0.4 segundos).

Observou-se na Figura 23 (d) o gráfico do voluntário 4, também do sexo masculino, com LM alta e um comportamento um pouco diferente dos demais voluntários. Embora a maior geração de força esteja na fase de Pivô, há um pico de força no início da segunda fase e uma acentuada diminuição ainda na segunda fase. Isso se deu pelo fato deste voluntário apresentar o nível de LM mais alto do que os demais, levando esse voluntário, então, mais tempo para se equilibrar e se estabilizar após a fase de Pivô. Foi esta a fase em que o voluntário gastou mais tempo (aproximadamente 0.6 segundos).

Nos gráficos da Figura 24, também o tempo foi normalizado para a comparação entre os voluntários. Foram registradas as forças do braço direito durante a transferência e pode-se identificar que no movimento final do pivô, próximo à fase pós-pivô, o pico de força foi acentuado. Neste momento, o cadeirante suporta todo o peso corporal sobre os membros superiores em abdução e desce o tronco sobre o local da transferência, havendo no final do movimento uma redução da força.

No estudo de Nawoczinski, D. A., ET AL., (2003) concluíram que a transferência resulta em posições do úmero e da escápula, em direção ao movimento, que contribui negativamente com a redução do espaço subacromial, podendo aumentar o risco de lesões e dor no ombro do cadeirante.

Os resultados apresentados nesse estudo estão condizentes com os encontrados por Sigholm ET AL. (1984), os quais mostram que a força no ombro tem aumentado durante a abdução e a flexão do braço na transferência.

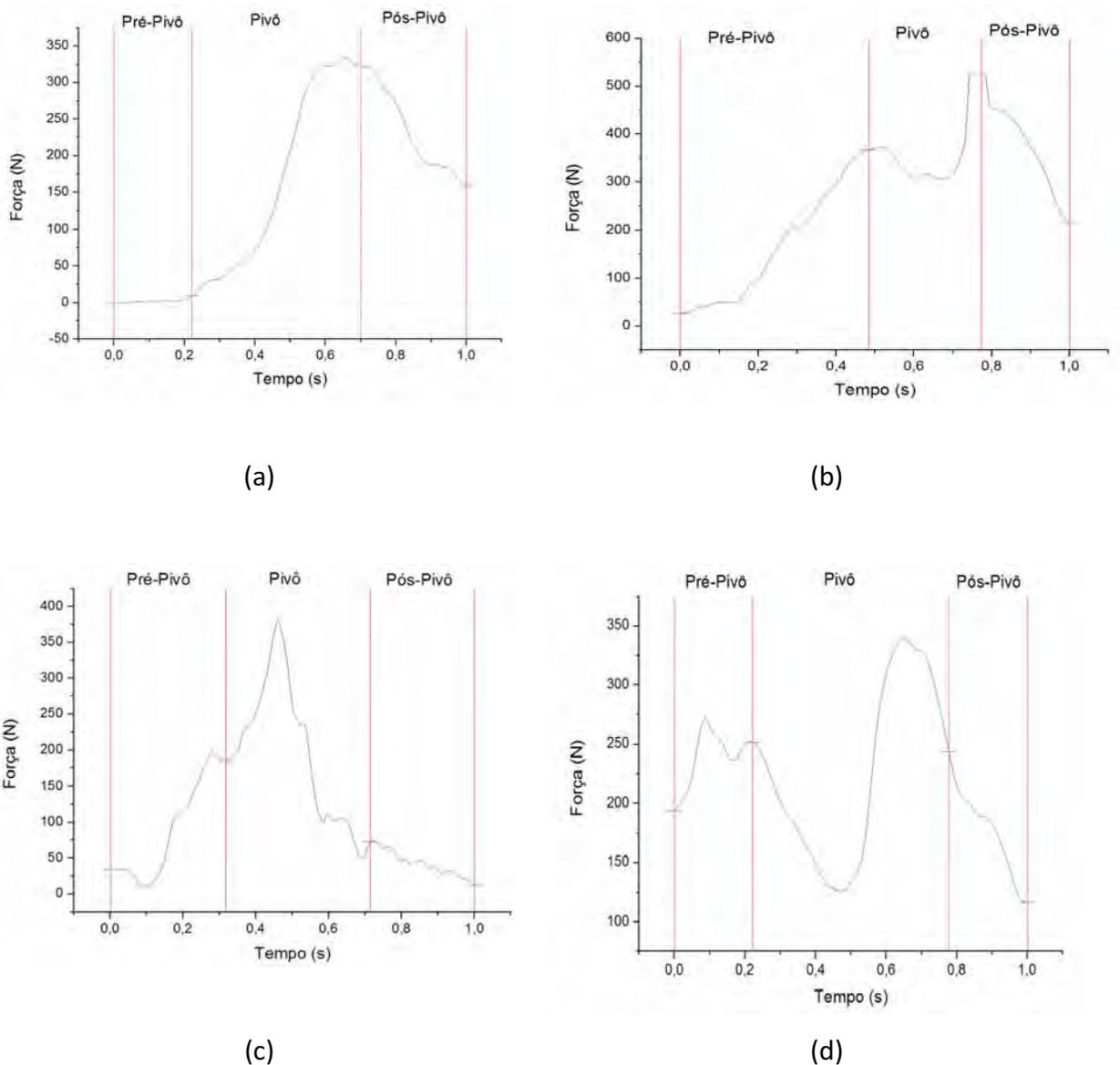


FIGURA 25 - Variação de forças na plataforma de mão para: a) voluntário 1, b) voluntário 2, c) voluntário 3 e d) voluntário 4.

Na Figura 24 (a), o gráfico apresentou o comportamento da manobra de transferência do voluntário 1 que possui LM baixa. Na fase de Pivô há uma geração de força maior que das outras fases. Há um comportamento semelhante em relação à plataforma que registra as forças exercidas pelo braço esquerdo, embora a maior geração de força é mais próxima da terceira fase, ou seja, na fase de Pós-Pivô, em que

o cadeirante suporta a massa corporal sobre os membros superiores, pois há uma elevação vertical do corpo e, em seguida, uma descida para cadeira alvo.

O gráfico do voluntário 2, na Figura 24 (b), que também possui LM baixa, mostra que a maior geração de força está na segunda fase, fase do Pivô, com o término deste pico próximo a fase de Pós-Pivô, semelhante ao voluntário 1.

Na Figura 24 (c), o gráfico do voluntário 3 apresentou o comportamento semelhante aos demais indivíduos, quanto à maior geração de força na segunda fase e maior tempo gasto para realizá-la. A diferença está no momento do pico de força, mais próxima da fase de Pós-Pivô.

Na Figura 24 (d), o gráfico apresentou o comportamento do voluntário 4 que levou mais tempo para se equilibrar e se estabilizar. Portanto, na sua transferência ocorreu uma instabilidade, necessária para ganhar equilíbrio, antes da elevação do tronco em direção a transferência, em que ocorreu a maior geração de força, fase de Pivô.

Quando ao registro de sinais das atividades musculares, utilizaram-se os valores do RMS ( $\mu\text{V}$ ) obtidos através do próprio software EMG System que forneceu os valores RMS (raiz quadrática média) de cada músculo analisado, do braço direito e esquerdo e para cada fase da manobra de transferência. A Tabela 4.1 apresenta estes valores de RMS, na qual se observa que há uma atividade muscular intensa para os músculos analisados em toda a conduta motora em questão e o padrão de ativação muscular variou de comportamento de acordo com as lesões dos voluntários, coerente ao resultado apresentado por Gagnon ET AL (2003), que identificaram que pacientes com nível alto de lesão apresentam diferentes características de movimento e também uma demanda maior dos músculos, comparados aos pacientes com baixo nível de lesão na coluna, devido ao padrão de movimento motor realizado para compensar o comprometimento da musculatura do tronco. Outro estudo também de Curtis K. (2004) relatou que 59% dos cadeirantes com tetraplegia relataram dor no ombro desde o início do uso de cadeiras de rodas, diferente dos 42% dos paraplégicos que relataram a dor no ombro. Durante a fase de Pivô, segunda fase da conduta motora, houve a maior ativação mioelétrica de todos os músculos analisados.

TABELA 2 - Tabela de EMG não Normalizado.

Músculos			Deltóide			Peitoral Maior		
Fases			Pré – Pivô	Pivô	Pós – Pivô	Pré – Pivô	Pivô	Pós – Pivô
<b>Voluntário 1</b>	<b>Direito</b>	<b>RMS</b>	216,79	362,58	351,57	199,73	290,41	279,51
	<b>Esquerdo</b>	<b>RMS</b>	335,19	411,64	369,34	168,51	265,66	215
<b>Voluntário 2</b>	<b>Direito</b>	<b>RMS</b>	150,26	297,96	262,75	179,71	199,58	196,99
	<b>Esquerdo</b>	<b>RMS</b>	212,13	293,16	291,87	111,58	190,29	143,37
<b>Voluntário 3</b>	<b>Direito</b>	<b>RMS</b>	335,13	373,84	362,7	423,37	470,38	468,09
	<b>Esquerdo</b>	<b>RMS</b>	257,14	463,26	196,98	360,84	400,14	286,57
<b>Voluntário 4</b>	<b>Direito</b>	<b>RMS</b>	413,71	435,09	213,94	364,65	422,6	413,5
	<b>Esquerdo</b>	<b>RMS</b>	429,5	541,09	127,35	516,32	528,26	485,37
Músculos			Trapézio			Tríceps		
Fases			Pré – Pivô	Pivô	Pós – Pivô	Pré – Pivô	Pivô	Pós – Pivô
<b>Voluntário 1</b>	<b>Direito</b>	<b>RMS</b>	157,41	192,88	188,05	504,96	774,32	739,91
	<b>Esquerdo</b>	<b>RMS</b>	245,83	479	301,95	397,25	578,57	525,9
<b>Voluntário 2</b>	<b>Direito</b>	<b>RMS</b>	119,95	133,01	122,24	462,65	480,9	476,59
	<b>Esquerdo</b>	<b>RMS</b>	171,85	172,3	158,77	507,02	514,4	468,01
<b>Voluntário 3</b>	<b>Direito</b>	<b>RMS</b>	198,97	219,9	213,27	964,42	1193,56	1159,71
	<b>Esquerdo</b>	<b>RMS</b>	182,19	212,26	163,84	697,53	843,77	535,17
<b>Voluntário 4</b>	<b>Direito</b>	<b>RMS</b>	324,56	387,45	360,31	873,06	939,21	938,01
	<b>Esquerdo</b>	<b>RMS</b>	322,18	331,15	322,42	1145,94	1193,84	1190,28

Com o intuito de minimizar as diferenças existentes nas transferências dos diferentes voluntários, realizou-se a normalização dos sinais do EMG através da Contração Voluntária Máxima (CVM), em que os voluntários realizaram a CVM no momento da sustentação da massa corporal, fase do pivô, Tabela 4.2.

Portanto, após a normalização, esse resultado sugere que todos os músculos analisados atingiram os níveis de ativações muito próximos da força da CVM, na fase de pivô, sugerindo, portanto, que a fase de pivô na transferência é o momento de maior ativação muscular dos quatro músculos analisados e é também a fase que mais se exige da articulação glenoumeral.

Nos trabalhos aqui citados, concluíram que o cadeirante requer tanto força para levantar o peso corporal quanto para o controle dinâmico de mudança do peso do tronco entre as mãos de apoio e diferenças nos padrões e valores relativos da ativação

dos músculos glenomerais de acordo com a extremidade avaliada, considerando o nível de lesão, a direção da mudança do assento, ou seja, em direção ao lado direito ou o esquerdo e o padrão de movimento que cada cadeirante utiliza, para essa transferência. No estudo apresentado por Koonts ET AL. (2011), mostrou-se que ao variar o posicionamento das mãos e ou o posicionamento do tronco durante a transferência, há uma mudança na distribuição da carga nas articulações envolvidas nesta tarefa.

Portanto, os resultados apresentados na Tabela 4.2 são de suma importância na avaliação do complexo articular, pois os mesmos contribuem de forma positiva para entendimento da dinâmica da transferência. Levando em consideração os trabalhos realizados anteriormente, pode-se concluir que a segunda fase da manobra é realmente a fase de maior ativação muscular e de maior geração de força no complexo articular do cadeirante, para todos os voluntários, com diferentes níveis de lesão e diferentes padrões de movimentos.

TABELA 3 - Tabela de EMG Normalizado com o CVM.

Voluntários		Deltoide		Peitoral Maior			Trapézio			Tríceps			
		Pré-Pivô	Pós-Pivô	Pré-Pivô	Pós-Pivô	Pré-Pivô	Pós-Pivô	Pré-Pivô	Pós-Pivô	Pré-Pivô	Pós-Pivô		
1	Direito	0,5844	0,9773	0,9477	0,5851	0,8508	0,8189	0,6522	0,7992	0,7792	0,5813	0,8913	0,8517
	Esquerdo	0,7308	0,8975	0,8053	0,4952	0,7807	0,6318	0,4475	0,8720	0,5497	0,6235	0,9082	0,8255
2	Direito	0,3908	0,7749	0,6834	0,6664	0,7401	0,7305	0,6011	0,6665	0,6126	0,9404	0,9775	0,9688
	Esquerdo	0,6352	0,8778	0,8739	0,5421	0,9245	0,6965	0,6972	0,6990	0,6441	0,8403	0,8526	0,7757
3	Direito	0,6678	0,7450	0,7228	0,7801	0,8667	0,8625	0,6323	0,6988	0,6777	0,7788	0,9638	0,9365
	Esquerdo	0,5014	0,9034	0,3841	0,8099	0,8982	0,6432	0,7385	0,8604	0,6641	0,7962	0,9632	0,6109
4	Direito	0,6117	0,6433	0,3163	0,8162	0,9459	0,9256	0,7661	0,9146	0,8505	0,8607	0,9259	0,9247
	Esquerdo	0,7511	0,9463	0,2227	0,9397	0,9614	0,8833	0,7918	0,8139	0,7924	0,9490	0,9887	0,9857

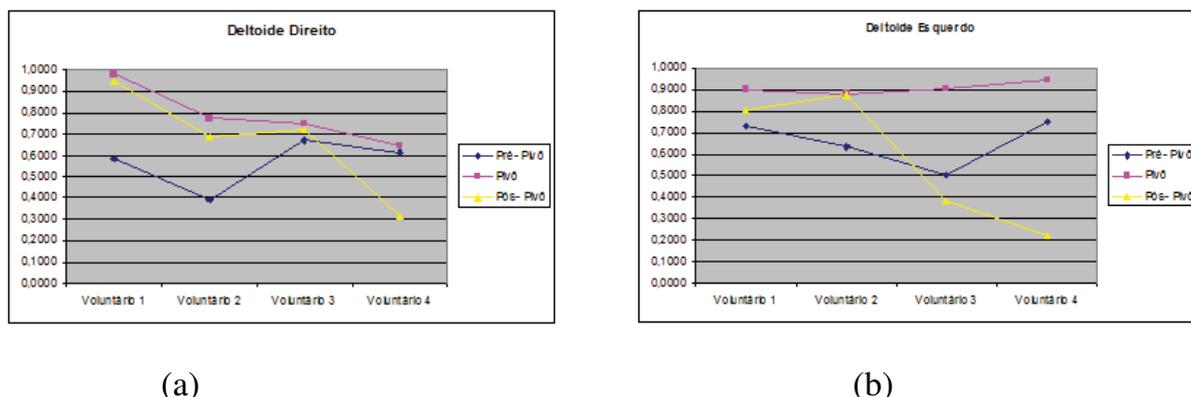


FIGURA 26 - Músculo deltóide: a) lado direito e b) lado esquerdo.

Na Figura 25, é observada a ativação mioelétrica do músculo deltóide e observa-se também que durante a fase de pivô há a maior atividade mioelétrica do músculo, para todos os voluntários. Esse fato se justifica, pois o deltóide é responsável pela subida da cabeça do úmero durante a abdução e nessa fase os braços se mantêm em abdução. O deltóide, por ser um músculo coaptador potente de suma importância para abdução, tem sua ativação constante do início ao fim da fase de Pivô, portanto, durante a segunda fase da manobra, para todos os cadeirantes voluntários, havendo diferenças significantes apenas na fase de Pós-Pivô.

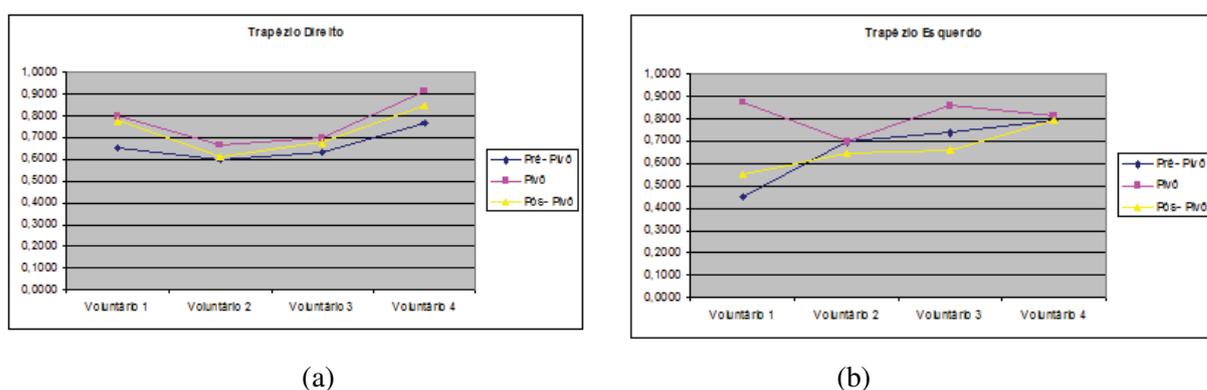


FIGURA 27 - Músculo trapézio: a) lado direito e b) lado esquerdo.

A Figura 26 mostra a atuação do músculo trapézio. Sua maior ativação é observada, nos quatro voluntários, na fase de pivô, quando o ponto fixo é a coluna vertebral. O músculo age nesta fase impedindo a decoaptação do ombro e na elevação dos mesmos.

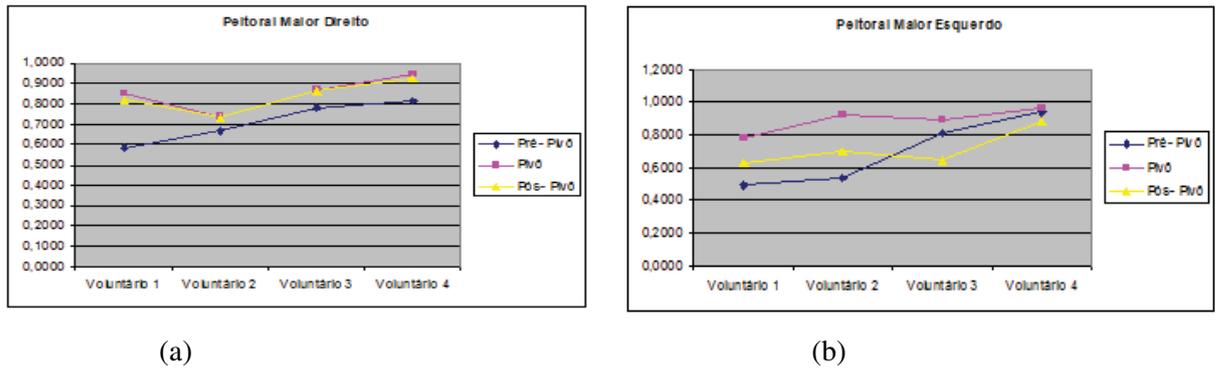


FIGURA 28 - Músculo peitoral maior: a) lado direito e b) lado esquerdo.

Na Figura 27 visualiza-se a atividade mioelétrica do músculo peitoral maior. Na fase pivô, a ação do músculo é potencializar a ação da parte clavicular do deltóide, portanto, está atuando também na coaptação da cabeça do úmero, sendo o ponto fixo o úmero. Sua ativação ocorre na elevação do tronco e abaixamento do ombro ou do braço na fase de pós- pivô, em que se registrou a sua ação adutora. É o que se observa do lado direito com a ativação muscular bem próxima durante o pivô e o pós – pivô, para todos os voluntários.

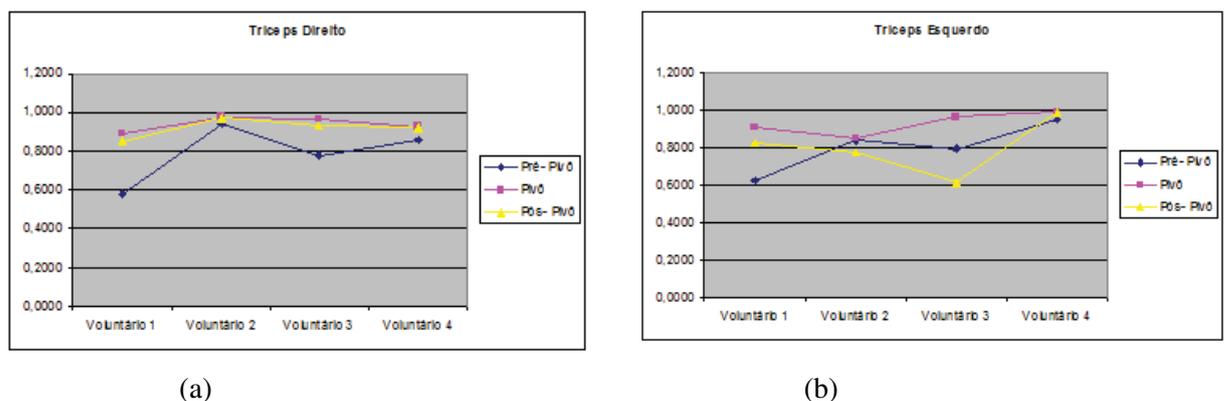


FIGURA 29 - Músculo tríceps braquial: a) lado direito e b) lado esquerdo.

Em relação ao músculo tríceps braquial, Figura 28, a ativação é semelhante na fase de pivô tanto no braço direito quanto no esquerdo, pois os braços se mantêm estendidos durante toda a fase de pivô da manobra e a extensão do cotovelo produz a ativação do músculo tríceps braquial que atua elevando a cabeça do úmero para frente da cavidade glenoidal e também está envolvida na coaptação da cabeça umeral. Portanto, desempenha um papel importante nessa fase da manobra, e essa ativação é

semelhante para todos os voluntários. Também ocorreu uma ativação muscular bem próxima para as fases de Pivô e Pós-Pivô, justificando-se pelo fato de que o braço direito, que é o braço que acompanha a manobra toda e que, uma vez estendido, mantém-se estendido até o final da manobra.

## **5 CONCLUSÃO**

Portanto, pode-se concluir, a partir dos resultados obtidos através do EMG e das plataformas de força, que a fase que mais exige cuidados e atenção é a fase do Pivô, pois foi nela em que ocorreu maior demanda de geração de força, maior tempo gasto para executá-la e apresentou maior variação de força e instabilidade. A compreensão do comportamento do complexo articular do ombro durante a conduta motora em questão e a distribuição da demanda muscular para essa mesma tarefa dos cadeirantes fornece ferramentas para a determinação de estratégias em que se possam minimizar os efeitos desta sobrecarga nos membros superiores e manter as funções das extremidades para essa população.

## REFERÊNCIAS

AMADIO, A. C. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento**. São Paulo, Laboratório de Biomecânica, 1996.

AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. J. A Biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. São Paulo. Estação Liberdade. Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, 1996.

CRAM JR, KASMAN GS, HOLTZ J. Introduction to surface electromyography. Maryland: Aspen Publishers; 1998.

CROSSMAN, A. R.; NEARY, D.; **Neuroanatomia ilustrada**. Tradução Torres R. R.; Santos, R.; Varga, V. Rio de Janeiro: Elsevier, 2007. Cap.8, p.67-85.

DALYAN, M., CARDENAS, D.D., GERARD, B., Upper extremity pain after spinal cord injury. *Spinal Cord* 37, 191–195, 1999.

DAVIDOFF, G., WERNER, R., WARING, W., Compressive mononeuropathies of the upper extremity in chronic paraplegia. *Paraplegia* 29, 17–24, 1991.

DELAMARCHE, P.; DUFOUR M.; MULTON, F. **Anatomia, fisiologia e biomecânica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006. Cap. 13, p. 227-232.

FINLEY, M. A., MCQUADE, K. J., RODGERS, M. M., Scapular kinematics during transfers in manual wheelchair users with and without shoulder impingement. *Clinical biomechanics* 20, 32–40, 2005.

GAGNON, D., KOONTZ, A., MULROY, S.J, NAWOCZENSKI, D.A., FORSLUND, E. B., GRANSTORM, A., ET AL., Biomechanics of sitting pivot transfers among individuals with a spinal cord injury: a review of the current knowledge. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation* 15, 33–58, 2009.

GAGNON, D., KOONTZ, A. M., BRINDLE, E., BONINGER, M.L., COOPER, R.A., Does upperlimb muscular demand differ between preferred and nonpreferred sitting pivot transfer directions in individuals with a spinal cord injury? *Journal of Rehabilitation Research & Development* 46, 1099–1108, 2009.

GAGNON, D., NADEAU, S., GRAVEL, D., NOREAU, L., LARIVIERE, C., Biomechanical analysis of a posterior transfer maneuver on a level surface in individuals with high and low-level spinal cord injuries. *Clinical biomechanics* 18, 319–331, 2003.

GAGNON, D., NADEAU, S., DESJARDINS, P., NOREAU, L., Biomechanical assessment of sitting pivot transfer tasks using newly developed instrumented system among long term wheelchair users. *Journal of Biomechanics* 41, 1104–1110, 2008.

GUYTON, A. C. M. D., Hall, John E. Ph. D. Tratado de Fisiologia Médica. 9 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996. p.621.

GUYTON, A. C. Neurociência Básica. Anatomia e Fisiologia. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993.

HALL, S. J. **Biomecânica básica**; tradução NEUMAN, P. 5 ed. Baueri, São Paulo: Manole, 2009. Cap.7. p. 187-213.

JUNQUEIRA, L. **Anatomia palpatória: tronco, pescoço, ombro e membros superiores**. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.

CURTIS K. A., DRYSDATE G. A., LANZA R. D., KOLBER M., VITOLO R. S., WEST R., Shoulder pain in wheelchair and air user with tetraplegia.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular**. v. 2. 5. ed. São Paulo: Panamericana, 2011.

LIANZA, S.; SPOSITO M., Maria Matilde. **A locomoção em pacientes com lesão medular**. 1.ed. São Paulo: SARVIER, 1994.

MATHIAS, M. R. **Projeto de uma plataforma de força para aplicações em biomecânica.** 2009. 58 f. Trabalho de Graduação (Graduação em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2009.

MERCER, J. L.; BONINGER, M.; KOONTZ, A.; DIANXU, R.; TREVOR, D.H.; COOPER, R.. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clinical Biomechanics* 21 (2006) 781–789.

NAWOCZENSKI, D. A., CLOBES S. M., GORE S.L., NEU J. L., OLSEN J. E., BORRSTAD J. D., LUDEWIG, P. M. Three-dimensional shoulder kinematics during a pressure relief technique and wheelchair transfer. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84: 1293-300.

NETTER, F. H. **Atlas de anatomia humana.** 3 ed. Tradução Jacques Vissocky, Eduardo Cotecchia Ribeiro. Porto Alegre: Artmed, 2003.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: Fundamentos para reabilitação física.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006. Cap. 5, 93-135.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético.** 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. v.1.

PERRY, J., GRONLEY, J. K., NEWSAM, C. J., REYES, M. L., MULROY, S. J., Electromyographic analysis of the shoulder muscles during depression transfers in subjects with low-level paraplegia, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 350-5, 1996.

RASCH, P. J. [et al]. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada.** 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.

SIGHOLM, G., HERBERTS, P., ALMSTROM C., KADEFORS, R., 1984. Electromyography analysis of shoulder muscle load. *Jornal of Orthopaedic Research* 1, 379–386.

SILVA, O. L. **Semiologia do Aparelho Locomotor**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

SILVA, R.; PRAXEDES, J.; MIRANDA, V.; HIRATA, T. Análise do movimento do ombro durante a realização da manobra de transferência de cadeirantes. Faculdade de Engenharia UNESP, Campus de Guaratinguetá, São Paulo, Brasil, 2009.

SMITH, L. K. [et al.]. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 5 ed. São Paulo: Editora Manole, 1997.

VAN DRONGELEN, S., VAN DER WOUDE, L. H., JANSSEN, T. W., ANGENOT, E. L., CHADWICK, E. K., VEEGER, H. E., Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86, 1214-20, 2005.

VAN DRONGELEN, S., VAN DER WOUDE, L.H., JANSSEN, T.W., ANGENOT, E.L., CHADWICK, E.K., VEEGER, H.E., Glenohumeral joint loading in tetraplegia during weight relief lifting: a simulation study. *Clin. Biomech.* 21, 128–137, 2006.

**GLOSSÁRIO**

<b>Aferência</b>	Fibras nervosas que levam influxo nervoso aos centros.
<b>Artropatia</b>	Doença de articulação.
<b>Eferência</b>	Fibra que conduz ou transporta do centro para a periferia.
<b>Proprioceptivo</b>	Que recebe estímulos no interior dos tecidos do corpo.

**APÊNDICE A – CERTIFICADO COMITÊ DE ÉTICA DA FAPI**

Faculdade de Pindamonhangaba

Credenciada pela Portaria Ministerial n.º 1.855 de 26/06/2002, publicada no D.O.U. de 27/06/2002

**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA FAPI****CERTIFICADO**

Certifico que o protocolo n.º, 149/2011, intitulado "*Avaliação da força aplicada a articulação do ombro em cadeirantes durante a manobra de transferência*", sob a responsabilidade do Prof. Tamotsu Hirata está de acordo com a Resolução 196/96 do Ministério da Saúde e suas complementações, a qual versa sobre os princípios éticos em pesquisa envolvendo seres humanos. Sendo assim, o referido protocolo está **Aprovado** por esta Comissão de Ética em Pesquisa.

Pindamonhangaba, 27 de Julho de 2012.

PROF. DR.ª LUCIANE VIEIRA GARCIA  
CRP-SP 12.259  
Comissão de Ética em Pesquisa - FAPI

**PROF. DR.ª LUCIANE V. GARCIA**  
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa da FAPI

## **APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO DE PARTICIPAÇÃO DA PESQUISA**

**TERMO DE CONSENTIMENTO DE PARTICIPAÇÃO DA PESQUISA:** AVALIAÇÃO DA FORÇA APLICADA À ARTICULAÇÃO DO OMBRO EM CADEIRANTES DURANTE A MANOBRA DE TRANSFERÊNCIA..

**PESQUISADORA:** Regina Célia Aragão da silva

### **CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA**

A presente pesquisa tem por objetivo o desenvolvimento de uma plataforma de força, utilizando células de carga para mensurar a força de reação do Complexo articular do ombro e a atividade mioelétrica. Os músculos selecionados para análise foram determinados de acordo com as áreas de maior incidência de lesão no complexo articular.

Nenhum procedimento de risco ou constrangedor será executado com o sujeito, que será avaliado apenas em posição sentada. As tarefas a serem realizadas são: (1) sair de sua própria cadeira de rodas; (2) apoiando a mão na plataforma de força; (3) e passar para a uma plataforma de força posicionada a 75º em relação a cadeira; (4) a duração do ensaio é aproximadamente 5 segundos para realizar a transferência.

Após os procedimentos descritos acima, a participação do sujeito nesta pesquisa é encerrada. Todos os procedimentos posteriores estão descritos no projeto, e não dependem mais de participação de sujeitos.

Espera-se que este estudo forneça resultados que auxiliem na determinação de possíveis mudanças no padrão de movimento e que estes dados possam ser utilizados como forma preventiva para o complexo articular do ombro do cadeirante indicação de recursos que possam atuar como redutores na carga imposta ao complexo articular do ombro do cadeirante.

Caso tenha algum tipo de dúvida você deve entrar em contato com a pesquisadora responsável pelos telefones: (12) 3152 - 1926 ou (12) 8156-5405.

Será garantido sigilo absoluto sobre o nome do sujeito submetido à pesquisa, bem como dos seus dados pessoais. O sujeito da pesquisa tem o direito de pedir mais esclarecimentos durante o decorrer do trabalho e, também, desistir do estudo a qualquer momento, sem prejuízo algum. A divulgação da pesquisa terá finalidade científica, esperando contribuir para um maior conhecimento do tema estudado.

Os dados coletados serão utilizados na dissertação de mestrado da pesquisadora Regina Célia Aragão da silva, pertencente a UNESP – Campus Guaratinguetá.

Guaratinguetá – 2012

Regina Célia Aragão da Silva

(Pesquisadora Responsável)

## TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Pelo presente instrumento, que atende às exigências legais, o(a) senhor(a) \_\_\_\_\_, RG: \_\_\_\_\_, CPF: \_\_\_\_\_, idade: \_\_\_\_\_, sujeito de pesquisa, após a leitura da CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA : AVALIAÇÃO DA FORÇA APLICADA A ARTICULAÇÃO DO OMBRO EM CADEIRANTES DURANTE A MANOBRA DE TRANSFERÊNCIA, ciente dos procedimentos aos quais será submetido, não restando quaisquer dúvidas a respeito do lido e explicado, firma seu CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO de concordância voluntária em participar da pesquisa proposta.

Fica claro que o sujeito de pesquisa ou seu representante legal pode, a qualquer momento, retirar seu CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO e deixar de participar do estudo alvo da pesquisa e fica ciente que todos os dados coletados tornam-se informações para pesquisa, podendo esses dados ser fonte de divulgação científica.

Esse termo foi impresso e assinado em 2 (duas) vias, ficando uma via com o sujeito da pesquisa e outra com a pesquisadora Regina Célia Aragão da Silva.

Guaratinguetá, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2012.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do sujeito de pesquisa